

4/3,DA/1

DIALOG(R)File 351:Derwent WPI

(c) 2006 The Thomson Corporation. All rts. reserv.

0013618796

WPI ACC NO: 2003-714216/200368

XRPX Acc No: N2003-571195

Sensor device for measurement of pressure values inside epi- or subdural drainage systems within the human body has a leak-tight housing with a sensor arrangement that transmits measurement values to an external evaluation unit

Patent Assignee: WEISER R (WEIS-I)

1 patents, 1 countries

Patent Family

Patent Number	Application				Kind	Date	Update
	Kind	Date	Number	Number			
DE 20121938	U1	20030904	DE 10147211	U	20010925	200368	B
			DE 20121938	U	20010925		

Priority Applications (no., kind, date): DE 20121938 U 20010925; DE 10147211 A 20010925

Patent Details

Number	Kind	Lan	Pg	Dwg	Filing Notes
DE 20121938	U1	DE	11	2	Based on application DE 10147211

Alerting Abstract DE U1

NOVELTY - Sensor device comprises an absolute pressure sensor comprising a leak-tight housing with a pressure membrane and a serial vibration circuit comprised of a capacitor and a pressure-dependent inductance that is frequency modulated. Pressure dependent deformation of the sensor membrane changes the value of a magnetic resistance in a magnetic circuit and so enables pressure measurement via deflection of a lever.

USE - Sensor device for measurement of pressure values inside epi- or subdural drainage systems within the human body.

ADVANTAGE - The sensor device is highly accurate and the delivered pressure measurements can be evaluated by an untutored patient.

DESCRIPTION OF DRAWINGS - Figure shows a section through an inventive sensor.

- 1 capsule
- 2 membrane
- 3 capacitor
- 4 ferrite core
- 5, 6 coils
- 8 intermediate support
- 7 disk
- 9 sensor capsule
- 10 connectors.



⑯ BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

⑯ Gebrauchsmusterschrift

⑯ Int. Cl. 7:
A 61 B 5/03

⑯ DE 201 21 938 U 1

DE 201 21 938 U 1

⑯ Aktenzeichen: 201 21 938.7
⑯ Anmeldetag: 25. 9. 2001
aus Patentanmeldung: 101 47 211.0
⑯ Eintragungstag: 4. 9. 2003
⑯ Bekanntmachung im Patentblatt: 9. 10. 2003

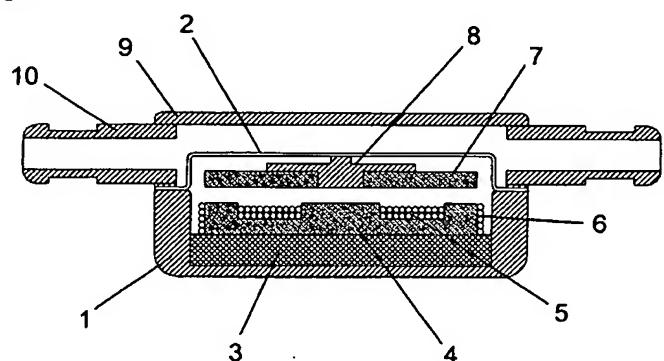
⑯ Inhaber:

Weiser, Roland, 52072 Aachen, DE

⑯ Sensorik zur Erfassung von Drücken in Drainageleitungen

⑯ Sensorik zur Erfassung von Druckwerten innerhalb des menschlichen Körpers und zur berührungslosen Übertragung dieser Werte auf ein externes Auswertegerät, umfassend

- einen epi-, bzw. subduralen oder im Drainagesystem integrierten Absolutdrucksensor, bestehend aus einem leckdichten Gehäuse, welcher über eine Druckmembran einen Serienschwingkreis bestehend aus einer Kapazität und einer druckabhängigen Induktivität, in der Frequenz moduliert,
- einem externen Auswertesystem, das berührungslos Messwerte des Absolutdrucksensors übernehmen kann,
- die zusammen ein System ergeben, dadurch gekennzeichnet, daß
- druckabhängige Durchbiegung der Sensormembran den magnetischen Widerstand eines Magnetkreise beeinflußt und bauartbedingt durch eine Verbindung zwischen Membran und Magnetkreis lediglich an der Membranmitte und möglicher Wegverlängerung durch einen Hebel eine hochgenaue Druckauflösung ermöglicht,
- positive wie negative Druckerfassung ohne weitere Kalibrierung möglich sind
- eine Eigenauswertung der Information durch den ungeschulten Patienten möglich ist.



DE 201 21 938 U 1

Anmelder: Roland Ralph Weiser, Vetschauer Weg 43, 52072 Aachen, DE

Erfinder: Roland Ralph Weiser, Vetschauer Weg 43, 52072 Aachen, DE

5

Titel: Sensorik zur Erfassung von Drücken in Drainageleitungen

Beschreibung

10 Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung zur Erfassung eines Druckes innerhalb eines Körperteils als Implantat und der berührungslosen Auswertung außerhalb des Körpers. Insbesondere bei Patienten mit abgeleittem Hydrozephalus lässt sich die Erfindung zur Erfassung des Schädelinnendruckes (intrakranieller Druck) anwenden. Bei Hydrozephaluspatienten können aufgrund von Störungen in der Produktion der

15 Hirnflüssigkeit (Liquor) in Teilen des Gehirns (plexus choroideus) und ihrer Resorption pathologische Druckwerte dieser Flüssigkeit im Kopf auftreten. Bei Neugeborenen führen erhöhte Hirndrücke aufgrund der noch nicht komplett geschlossenen Schädeldecke zur Erweiterung des Schädelvolumens. Beim Erwachsenen ist diese Möglichkeit aufgrund des harten Schädelknochens nicht mehr gegeben; durch die so auftretenden enormen Druckanstiege wird der Stoffwechsel des Gehirns verschlechtert, was ein irreversible Hirnschädigung nach sich ziehen kann.

20 Aus diesen Gründen wird als Therapiemöglichkeit die künstliche Ventrikeldrainage über implantierte Schlauchleitungen angewendet. Hierbei wird überschüssige Hirnflüssigkeit über ein Drainagesystem von den Hirnkammern (Ventrikel), in denen der Liquor produziert wird, über ein Ventilsystem bis in den Bauchraum (ventrikulo-peritoneale Ableitung) oder in einen Vorhof des Herzens (ventrikulo-atriale-Ableitung) abgeleitet. Trotz ständiger Weiterentwicklungen ist die Liquorableitung über ein Drainagesystem mit Ventil mit Komplikationen verbunden, die zu Revisionen führen. Hauptkomplikationen sind Shunt-Fehlfunktionen und -Infektionen. Die mechanischen Komplikationen sind neben chirurgisch bedingten Komplikationen auch die nicht beeinflussbaren Komplikationen wie Verstopfung (Okklusion) oder Diskonnektion von Ventrikel-, Herz- oder Peritonealkatheter.

25 Verstopfungen können u.a. durch Blutkoagel, Fibrin oder Gewebe des Plexus choroideus entstehen, die durch eine Sogwirkung regelrecht in den Ventrikelkatheter eingesaugt werden können und entweder bereits dort, im Ventil oder im Auslaßkatheter zu Verstopfungen führen können.

30 Diese Sogwirkung im Drainagesystem kann folgendermaßen erklärt werden: Um nicht zu viel Liquor abzuleiten, werden in diese Drainagesysteme zusätzliche Ventile implantiert, die meist bei einem fest eingestellten Differenzdruck im Pascal-Bereich zwischen Eingangs- und Ausgangsseite öffnen und die Hirnflüssigkeit ableiten. Physikalisch bedingt kommt es aufgrund von Lageänderungen des Patienten zwischen aufrechter Stellung und Flachlage zu Druckunterschieden auf der Auslaßseite des Ventils. Es entsteht ein lageabhängiger Sog, der das Differenzdruckventil geöffnet halten kann, ein Unterdruck im Ventrikelsystem des Gehirns ist die Folge. Der Patient leidet nun an Unterdruckbeschwerden, die mit ähnlichen Symptomen wie bei Überdruckbeschwerden, z.B. mit Kopfschmerzen, Erbrechen und zusätzlichen Bewußteinstrübungen einher gehen können.

19.02.03

5 Besteht der Unterdruck über einen längeren Zeitraum, kann das gesamte Ventrikelsystem kollabieren, es kommt zum sogenannten Schlitzventrikelsyndrom. Durch den Unterdruck besteht ebenfalls die Gefahr von Blutungen im Gehirn. Durch die ähnliche Symptomatik wie bei den Überdruckbeschwerden besteht allerdings die Gefahr, daß der Patient falsch behandelt wird.

10 Eine eindeutige Aussage über die tatsächlichen Druckverhältnisse im Shuntsystem ist deshalb sehr wichtig, um

- Rückschlüsse auf den intrakraniellen Druck und damit auf den Krankheitsverlauf der Patienten zu bekommen, weiterhin
- Hilfestellung bei der Auswahl des Druckbereiches der eingesetzten Ventile, bzw. bei der Einstellung dieser Ventile zu erhalten und
- Verstopfungen im Shuntsystem zu erkennen

DE 20121938 U1

Stand der Technik

Zur Erfassung des Hirndruckes stehen bereits Methoden zur Verfügung. Über eine invasive Lumbalpunktion wird das Rückenmark punktiert und der austretende Liquor in ein Steigrohr geleitet. Über die Höhe der Liquorflüssigkeit kann auf den Druck geschlossen werden. Negative Druckwerte können auf diese Art nicht erkannt werden, außerdem sind alle invasiven Verfahren mit dem Risiko von Infektionen verbunden, die im Bereich des Zentralen-Nervensystems sehr gefährlich werden können.

5 Auch kann mit Hilfe einer computertomographischen Aufnahme des Schädels auf die Größe der Ventrikel im Hirn und der damit über einen längeren Zeitraum bestehenden Druckverhältnisse geschlossen werden. Hiermit kann auch ein Schlitzventrikelsyndrom diagnostiziert werden. Diese Aufnahmen können nur in einer Klinik gemacht werden und sind durch die verbundene Röntgenstrahlenbelastung nicht beliebig oft durchführbar. Als größter Nachteil erweist sich jedoch, daß man auf diesen Bildern zwar die Größe der Hirnkammern abschätzen kann, aber auf diese Weise lediglich bereits entstandene Schädigungen erkennt. Akute Störungen können so nicht erkannt werden.

10 Bei weiteren invasiven Verfahren unterscheidet man zwischen epiduralem und subduralen Verfahren. Bei einer epiduralem Messung wird ein Sensorsystem zwischen der äußeren Hirnhaut (dura mater) und der Schädeldecke (Kalotte) geschoben. Der Liquordruck wird so über die Hirnhaut auf den Sensor übertragen. Ein solches System wird von der Firma B. Braun Melsungen AG unter dem Namen „Epidyn“ angeboten. Ein Mikrodrucksensor überträgt die Meßwerte über ein elektrisches Kabel an eine extrakorporale Auswerteeinheit.

15 20 Auch von der Firma Spiegelberg oder Gaeltec sind derartige Systeme bekannt. Aufgrund der permanenten Verbindung zu den Auswerteeinheiten über Schläuche oder Kabel sind permanente Infektionsrisiken vorhanden. Diese Messungen eignen sich daher nicht als Langzeitmessungen.

25 Bei subduralen Verfahren wird zusätzlich die Dura durchstoßen und direkt der Druck der Hirnflüssigkeit gemessen. Das Risiko einer Infektion wird gegenüber der ebenfalls risikobehafteten epiduralem Druckmessung noch weiter erhöht.

30 35 Weitere Möglichkeiten ergeben sich mit als Drucksensor ausgelegten Implantaten ohne direkte Verbindung zu extrakorporalen Auswerteeinheiten. So wird in der Offenlegungsschrift DE 3520833 A1 ein System beschrieben, mit dem ebenfalls der intrakranielle Druck gemessen werden kann. Hierzu wird der Sensor mit zwei Membranen in einem Bohrloch direkt auf der Dura implantiert. Der Hirndruck wird wie bei den epiduralem Systemen indirekt über die Dura auf die erste Membran übertragen. Der Sensor kann durch Druckbeaufschlagung auf eine zweite Membran auf der Kopfhaut zugewandten Seite in seine Ruhelage gebracht werden. Diese Ruhelage kann von außen festgestellt und so der Sensor nachträglich kalibriert werden. Bei der Implantation ist größte Sorgfalt auf die koplanare Ausrichtung der Sensormembran zur Dura zu legen. Verhärtungen und Vernarbungen sowohl im Bereich der Dura als auch im Bereich der Kopfhaut über dem Bohrloch als Folge der Implantation und der Fremdkörperreaktion gehen direkt in das Meßergebnis ein.

40 45 Ein weiterer Sensor zur epiduralem Druckmessung wird unter DE 3841429 A1 beschrieben. Das Problem der koplanaren Ausrichtung wird durch einen flachen Sensor gelöst, der zwischen Schädeldecke und Dura geschoben werden kann. Dieses System moduliert

über einen vom Duraduck abhängigen Kondensatorwert einen Schwingkreis, dessen Frequenz außerhalb des Körpers erfaßt werden kann. Auch hierbei bleibt der Nachteil eines erhöhten Aufwandes bei der Implantation bestehen. Das Gehäuse dieses Sensors besteht aus Titan, was die Ausbreitung der elektromagnetischen Wellen behindert. Um die Abschirmwirkung des Gehäuses zu minimieren, muß die Frequenz des Sensors möglichst niedrig sein. Die Frequenz eines Serienschwingkreis aus Kapazität und Induktivität ist umgekehrt proportional zur Wurzel aus dem Produkt beider Werte; um eine niedrige Frequenz zu erreichen, muß die druckabhängige Kapazität also möglichst groß sein, was sich aufgrund der Bauform als luftgefüllter Plattenkondensator nicht realisieren lässt. Die Kapazität eines Plattenkondensators ist direkt proportional zur Plattenfläche und umgekehrt proportional zum Plattenabstand. Beide Werte lassen sich nicht beliebig variiieren, denn ein Kondensator mit dem notwendigerweise geringen Plattenabstand lässt sich nur mit einer sehr steifen Membran realisieren, da ansonsten bei Druckbeaufschlagung auf die Membran beide Platten Kontakt bekommen. Auch dieses Verfahren ist daher in Bezug auf Meßauflösung und realisierbaren Abstand zwischen Sensor und Auswertung als nachteilig zu beurteilen. Drucksensoren, die über veränderliche Kondensatoren, die in Mikrosystemtechnik mit äußerst geringen Plattenabständen hergestellt werden können, eignen sich aufgrund ihrer geringen Kapazität nicht, um Serienschwingkreise mit niedriger Eigenfrequenz aufzubauen.

Alternativ ist von Radionics ein aus Silikon aufgebauter Sensor bekannt. Dieser Sensor arbeitet ebenfalls mit einem Serienschwingkreis. Durch die Silikonkapselung sind keine Nachteile durch ein abschirmendes Gehäuse vorhanden. Die Funktionsweise des Sensors ist dadurch charakterisiert, daß ein spezieller, durch die Membranstellung definierter Arbeitspunkt existiert, der von außen detektiert werden kann. Der Sensor wird in das Drainagesystem implantiert. Die Membran des Sensors wird einerseits vom Druck der Hirnflüssigkeit im Drainagesystem und andererseits über von außen auf das System ausgeübte Kräfte beeinflußt. Hierzu wird auf die Haut des Patienten über dem Sensor ein spezielles Druckkissen gelegt, über das eine Kraft durch die Haut auf die Sensormembran ausgeübt werden kann, wodurch diese in ihrer Lage beeinflußt wird. Diese Kraft kann nun solange gesteigert werden, bis die Membran einen Anschlag erreicht. Von einer externen Auswerteeinheit kann dieser Punkt dadurch erkannt werden, daß die charakteristische Eigenfrequenz des Sensors ab diesem Punkt konstant bleibt. Eine weitere Steigerung des außen aufgebrachten Druckes bewirkt keine Frequenzänderung mehr. Der Druck in dem Druckkissen kann nun erfaßt werden und stellt ein Maß für den Sensorinnendruck dar. Prinzipbedingt lassen sich so keine negativen Druckwerte bestimmen. Veränderungen im Gewebe zwischen Sensor und Druckkissen gehen direkt in das Meßergebnis ein. Weiterhin ist die Messung aufgrund der indirekten Messung des Vergleichsdruckes im Messkissen kompliziert und nur von speziell geschulten und erfahrenen Ärzten durchführbar.

40

Als Nachteile aller Systeme lassen sich folgende Punkte zusammenfassen:

45

- Infektionsgefahr bei invasiven Verfahren, sowohl über Punktions als auch mit epidermalen oder subduralen Messungen. Negative Druckmessungen nur eingeschränkt möglich.
- Keine Aussage über akute Druckwerte und Shuntfehlfunktionen bei bildgebenden Verfahren, sowie Strahlenbelastung bei Computertomographien.
- Durch aufwendige Messverfahren keine Selbstmessung durch Patienten möglich und erhöhter Implantationsaufwand bei Sensorimplantaten.

Gegenstand der Erfindung

Der Erfindung liegt somit die Aufgabe zugrunde, einen Sensor zur berührungslosen Erfassung von Druckverhältnissen in einem Drainagesystem zur abgeleiteten Hydrocephalustherapie derart zu schaffen, daß hochgenaue Messungen ohne Risiko einer Infektion und unkompliziert auch von Patienten durchgeführt werden können.

5 Im Hinblick auf die Vermeidung von Hirnschädigungen ist es sinnvoll, daß Patienten selbständig Messungen durchführen können, da so einerseits eine viel bessere Überwachung möglich ist und andererseits akute Störungen schneller erkannt werden können.

10 Ebenfalls sollen Druckwerte unterhalb des Umgebungsdruckes erfasst werden können.

Die Aufgabe wird durch eine Sensorik mit den Merkmalen des Anspruchs 1 und den Unteransprüchen beschrieben.

15 Dadurch, daß der Sensor über Konnektoren mit dem Drainagesystem verbunden wird, entsteht kein zusätzliches Risiko während der Implantation. Die Operationsdauer wird durch den zusätzlichen Sensor nicht verlängert.

20 Die mit dem Körper in Kontakt befindlichen Oberflächen bestehen vorzugsweise aus bioverträglichen Titanlegierungen. Es sind allerdings auch komplett andere Biwerkstoffe wie auch Kombinationen aus unterschiedlichen Biwerkstoffen, wie z.B. keramische Materialien, möglich.

25 Das Risiko einer latenten Verstopfungsgefahr im Durchgangsbereich des Sensors ist zu vernachlässigen, da zum einen der Durchgangsquerschnitt durch die Bauart bedingt größer ist, als in der Drainage selbst; zum anderen ist die Gestaltung der inneren Durchgänge im Design auf die Vermeidung dieses grundsätzlichen Problems ausgelegt.

Der Nachteil der Abschirmung durch die bevorzugte Titankapselung wird durch eine besonders niedrige Resonanzfrequenz umgangen, da für niederfrequente Schwingungen die Schirmwirkung geringer ist. Hierfür werden große Induktivitäts- und Kapazitätswerte benötigt. Es wird deshalb ein keramischer Kondensator verwendet und eine Induktivität mit einem Kern aus einem magnetischen Werkstoff mit hoher magnetischer Suszeptibilität, z.B. ein Ferritmaterial. Der Wert der Induktivität wird durch einen Luftspalt beeinflußt, der von der Membranauslenkung abhängt.

30 Ein bevorzugtes Ausführungsbeispiel des Sensors ist in Fig. 1 dargestellt. Der Sensor besteht aus einer Kapsel 1, an die fest verbunden und druckdicht die Membran 2 angeschweißt ist. Der elektrische Schwingkreis wird durch eine Induktivität und einem Kondensator 3, vorzugsweise aus Keramik, gebildet. Die Induktivität besteht aus einem Ferritkern 4 und zwei Spulen 5 und 6, die in Reihe geschaltet sind. Der Wert der Induktivität wird entscheidend durch einen Luftspalt im magnetischen Kreis beeinflußt. Die Spule 6 ist auf den äußeren Rand des Ferritkerns 4 gewickelt um ein erhöhtes Streufeld der Induktivität zu erreichen. Der magnetische Kreis wird durch eine Scheibe 7 aus einem Werkstoff mit einer hohen magnetischen Suszeptibilität geschlossen. Die Scheibe 7 ist über einen Zwischenträger 8 an der Membran 2 in der Art gekoppelt, daß hierdurch die Funktion der Membran nicht, oder nur unwesentlich beeinflußt wird. Die Ausbildung des Zwischenträger 8 ist so gewählt, daß er durch seinen Kragen mit großem Durchmesser eine gute Koplanarität der Scheibe 7 zur Membran 2 ermöglicht. Die auf diese Art aufgebaute Sensorkapsel kann bereits als epiduraler oder subduraler Sensor eingesetzt werden. Beim Einsatz als subduraler Sensor werden die Nachteile einer notwendigen koplanaren Ausrichtung zur Dura während des Implantationsvorganges ver-

35 40 45

Ein bevorzugtes Ausführungsbeispiel des Sensors ist in Fig. 1 dargestellt. Der Sensor besteht aus einer Kapsel 1, an die fest verbunden und druckdicht die Membran 2 angeschweißt ist. Der elektrische Schwingkreis wird durch eine Induktivität und einem Kondensator 3, vorzugsweise aus Keramik, gebildet. Die Induktivität besteht aus einem Ferritkern 4 und zwei Spulen 5 und 6, die in Reihe geschaltet sind. Der Wert der Induktivität wird entscheidend durch einen Luftspalt im magnetischen Kreis beeinflußt. Die Spule 6 ist auf den äußeren Rand des Ferritkerns 4 gewickelt um ein erhöhtes Streufeld der Induktivität zu erreichen. Der magnetische Kreis wird durch eine Scheibe 7 aus einem Werkstoff mit einer hohen magnetischen Suszeptibilität geschlossen. Die Scheibe 7 ist über einen Zwischenträger 8 an der Membran 2 in der Art gekoppelt, daß hierdurch die Funktion der Membran nicht, oder nur unwesentlich beeinflußt wird. Die Ausbildung des Zwischenträger 8 ist so gewählt, daß er durch seinen Kragen mit großem Durchmesser eine gute Koplanarität der Scheibe 7 zur Membran 2 ermöglicht. Die auf diese Art aufgebaute Sensorkapsel kann bereits als epiduraler oder subduraler Sensor eingesetzt werden. Beim Einsatz als subduraler Sensor werden die Nachteile einer notwendigen koplanaren Ausrichtung zur Dura während des Implantationsvorganges ver-

19.03.03

mieden, da eine direkte Ankopplung an den flüssigen Liquor unabhängig von der Implantationslage gewährleistet ist. Auch die Nachteile einer Verhärtung der Dura werden vermieden.

Zur Integration in ein Drainagesystem wird auf die oben beschriebene "Sensorkapsel" die Kapsel 9 aufgesetzt. Vorzugsweise zwei Konnektoren 10 sind als Anschlußsystem für die Drainage in die Kapsel 9 integriert. Die Kapsel 9 ist in stabiler Ausführung gefertigt. Hierdurch ist gewährleistet, daß auf die Membran 2 nur der Druck der Liquorflüssigkeit als auslenkende Kraft wirkt.

Die Membran 2 kann in beiden Richtungen ausgelenkt werden, so daß der Sensor auch für negative Druckwerte verwendet werden kann.

Die Messung wird derart vorgenommen, daß eine außerhalb des Körpers befindliche Anregespule den Sensor zum Schwingen mit seiner Eigenfrequenz anregt. Die Eigenfrequenz des Serienschwingkreises ist abhängig von der Kapazität des Kondensators 3 und der Induktivität, welche durch die Auslenkung der Membran 2 beeinflußt wird. Das Streufeld der Induktivität kann über eine Empfangsspule erfaßt werden. In diese Empfangsspule wird eine Wechselspannung mit der Eigenfrequenz des Sensors induziert. Durch Bestimmung dieser Frequenz in einer externen Auswerteeinheit kann auf den Absolutdruck im Sensorsystem geschlossen werden. Der Absolutdruck kann in Relation zum barometrischen Außendruck gesetzt werden, um so auf den Relativdruck der Liquorflüssigkeit zum barometrischen Außendruck zu schließen.

In Fig. 2 ist die externe Auswerteeinheit schematisch dargestellt. Ein Sendemodul 1 erzeugt eine Wechselspannung. Über eine Sendespule 2 erzeugt diese Wechselspannung ein entsprechendes elektromagnetisches Wechselfeld. Wird diese Sendespule 2 über dem implantierten Sensor 3 derart positioniert, daß sowohl die Sendespule 2 als auch die Spulen der Sensorinduktivität in einer Achse liegen, induziert das elektromagnetische Feld im Sensor 3 eine erzwungene Schwingung der gleichen Frequenz. Sobald vom Sendemodul 1 die Wechselspannung abgeschaltet wird, fängt der Sensor 3 über einen Einschwingvorgang in seiner Eigenfrequenz an zu schwingen. Diese Schwingung ist aufgrund der Verluste des Systems gedämpft und nimmt in der Amplitude exponentiell ab. Das Streufeld dieser gedämpften Schwingung induziert wiederum eine Wechselspannung in einer Empfangsspule 4. Von einem Empfangsmodul 5 wird diese Schwingung gefiltert, verstärkt und digitalisiert. Über einen Analog-Digitalwandler wird die Hüllkurve des gedämpften Signals abgetastet. Dieses Hüllkurvensignal wird von einem Digitalrechner 6 bewertet. Abhängig von der Aussteuerung des Sensors 3 werden das Sendemodul 1 und Empfangsmodul 5 in der Verstärkung eingestellt, so daß unabhängig von der Entfernung zwischen Sensor 3 und Tastkopf 7, in dem Sendespule 2 und Empfangsspule 4 untergebracht sind, der Sensor 3 stets gleichartig angeregt wird. Ist eine geeignete Anregung aufgrund eines zu hohen Abstandes zwischen Tastkopf 7 und Sensor 3 nicht möglich, so wird dieser Zustand vom Digitalrechner 6 erkannt und kein Messwert ausgegeben. Die Messung erfolgt über die Ermittlung der Resonanzfrequenz, aus der sich über eine zuvor im Labor ermittelte Frequenz-Druck-Beziehung der im Sensor vorherschende Absolutdruck ermittelt wird. Ein gleichzeitig in der Auswerteeinheit befindliches Barometermodul 8 wird ausgelesen und der barometrische Außendruck von dem Absolutdruck des Sensors abgezogen. Der so ermittelte Wert stellt den Relativdruck zwischen der Liquorflüssigkeit und dem Luftaußendruck dar und kann über ein Display 9 ausgegeben oder einen Drucker 10 protokolliert werden.

DE 20121938 U1

19.02.03

Aufgrund der Überwachung der Signalqualität und der damit verbundenen Plausibilitätsprüfung der Messung kann die Erfassung des Druckzustandes im Drainagesystem sogar von ungeschulten Personen durchgeführt werden.

DE 20121938 U1

Ansprüche

1. Sensorik zur Erfassung von Druckwerten innerhalb des menschlichen Körpers und zur berührungslosen Übertragung dieser Werte auf ein externes Auswertegerät, umfassend

5 - einen epi-, bzw. subduralen oder im Drainagesystem integrierten Absolutdrucksensor, bestehend aus einem leckdichten Gehäuse, welcher als eine Einheit über eine Druckmembran einen Serienschwingkreis bestehend aus einer Kapazität und einer druckabhängigen Induktivität, in der Frequenz moduliert,

10 - einem externen Auswertesystem, das berührungslos Messwerte des Absolutdrucksensors übernehmen kann,

15 - die zusammen ein System ergeben,

dadurch gekennzeichnet, daß

15 - druckabhängige Durchbiegung der Sensormembran den magnetischen Widerstand eines Magnetkreise beeinflußt und bauartbedingt durch eine Verbindung zwischen Membran und Magnetkreis lediglich an der Membranmitte und möglicher Wegverlängerung durch einen Hebel eine hochgenaue Druckauflösung ermöglicht,

20 - positive wie negative Druckerfassung ohne weitere Kalibrierung möglich sind

25 - eine Eigenauswertung der Information durch den ungeschulten Patienten möglich ist.

2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das Sensorgehäuse aus einer leckdichten Verbindung Kapsel (1) und elastischer Membran (2) besteht, wobei die Leckdichtigkeit durch Laserschweißnähte erzielt wird.

3. Vorrichtung nach Anspruch 1 bis 2, dadurch gekennzeichnet, daß der Sensor aus bioverträglichem Material, vorzugsweise Titan, bzw. Titanlegierungen, Keramik oder Silikon besteht.

4. Vorrichtung nach Anspruch 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, daß die Druckabhängigkeit der Induktivität dadurch erreicht wird, daß eine Scheibe (7) aus einem Werkstoff mit einer hohen magnetischen Suszeptibilität, vorzugsweise ein Ferritmaterial oder eine Nickel-Eisenlegierung, einen magnetischen Kreis abschließt, in dem ein Luftspalt durch die Membranauslenkung beeinflußt wird und diese Scheibe derart an der elastischen Membran (2) befestigt ist, daß die Membran (2) nur geringfügig in ihrer Elastizität beeinträchtigt wird. Die Befestigung erfolgt über einen Zwischenkörper (8), der lediglich in der Membranmitte befestigt, vorzugsweise angeschweißt wird. Der Zwischenkörper kann direkt oder über ein Hebelsystem mit der Scheibe verbunden werden, vorzugsweise verschweißt, verpresst oder verklebt.

5. Vorrichtung nach Anspruch 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß die Membran (2) zur Erhöhung der Elastizität in einer Wellenstruktur ausgeführt ist.

45 6. Vorrichtung nach Ansprüchen 1 bis 5 dadurch gekennzeichnet, daß eine Druckmessung auch ohne die zusätzliche Kapsel (9) und Konnektoren (10) beispielsweise auf der

19.02.03

Dura (epidural) oder unter der Dura (subdural) möglich ist. In dieser Variante stellt der Sensor eine Kapsel mit materialhomogener Aussenhülle dar

- 5 7. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die externe Auswerteinheit auf Grundlage der Meßdaten Shuntfehlfunktionen erkennen kann.
- 8. Vorrichtung nach Anspruch 1 und 7, dadurch gekennzeichnet, daß das externe Auswertesystem Einstellungen an verstellbaren Ventilen vornehmen kann.
- 10 9. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die externe Auswerteinheit den ermittelten Absolutdruck im Drainagesystem über ein integriertes Barometermodul in Relation zum atmosphärischen Luftdruck setzen kann.
- 15 10. Vorrichtung nach Ansprüchen 1 bis 9 dadurch gekennzeichnet, daß auch die Messung von Drücken anderer Körperflüssigkeiten, z.B. Blutdruck oder Blasendruck, einsetzbar ist.

DE 20121938 U1

19.02.03

Fig. 1

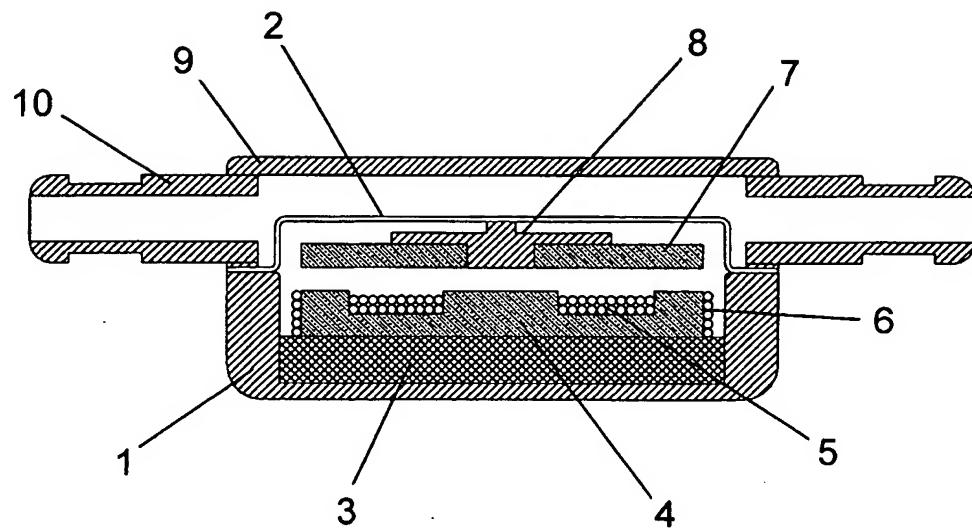
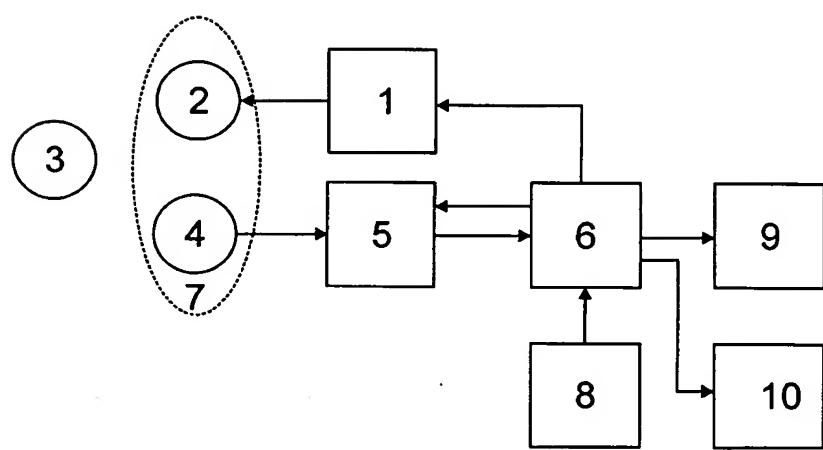


Fig. 2



DE 20121936 U1